

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 05-337143

(43)Date of publication of application : 21.12.1993

(51)Int.Cl.

A61F 2/06

A61L 27/00

(21)Application number : 04-153301

(71)Applicant : TERUMO CORP
SEIREN CO LTD

(22)Date of filing : 12.06.1992

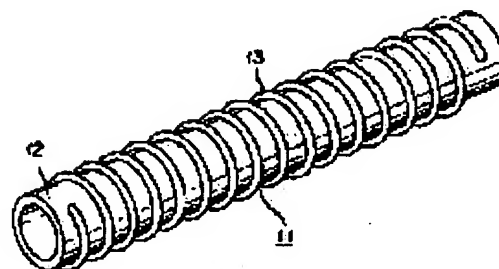
(72)Inventor : NAGAI HIROSHI
OHARAI HIROKI
TAKAHASHI MAKOTO
EZAKI YUZO

(54) ARTIFICIAL BLOOD VESSEL

(57)Abstract:

PURPOSE: To obtain an artificial blood vessel having an antithrombus property free from squeezing or kinking as caused by any external pressure by arranging an artificial blood vessel body and a spiral reinforced part provided successively in the perimeter thereof while the both are formed elastically.

CONSTITUTION: This artificial blood vessel 11 has an artificial blood vessel body 11. The artificial blood vessel body, for example, employs polyethylene terephthalate and a polyester based polybutylene terephthalate elastomer as one component of a conjugate fiber respectively. The materials are melted individually with an extruder and run into a high temperature nozzle block to be formed into a tube using a nozzle for a conjugate fiber of a dorsabdominal structure. A reinforced part 13 is arranged on the outer circumferential surface of the artificial blood vessel 11, for example, as formed by winding a filament comprising an olefin elastomer spirally thereon and it 13 is welded on the artificial blood vessel body 12 by being heated at a specified temperature. Thus, the artificial blood vessel has higher resistance to squeezing and kinking.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

16.01.1998

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

3335668

[Date of registration]

02.08.2002

✓ ,
[Number of appeal against examiner's decision of rejection]
[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]
[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平5-337143

(43) 公開日 平成5年(1993)12月21日

(51) Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 F 2/06		9361-4C		
A 6 1 L 27/00	P	7167-4C		

審査請求 未請求 請求項の数1 (全 7 頁)

(21) 出願番号	特願平4-153301	(71) 出願人	000109543 テルモ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号
(22) 出願日	平成4年(1992)6月12日	(71) 出願人	000107907 セーレン株式会社 福井県福井市毛矢1丁目10番1号
		(72) 発明者	永井 博史 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株式会社内
		(72) 発明者	小原井 裕樹 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株式会社内
		(74) 代理人	弁理士 八田 幹雄 (外1名) 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 人工血管

(57) 【要約】

【目的】 生体血管に類似した弾性を保持したまま、外圧によるつぶれや、折れがなく、かつ吻合時の針通の際の操作を容易にすることのできる人工血管を提供する。

【構成】 人工血管本体および該人工血管本体の補強部が共に弾性材料よりなる人工血管である。

【効果】 耐つぶれ性、耐キンク性、コンプライアンスおよび操作性の優れた人工血管とすることができる。

【特許請求の範囲】

【請求項1】 人工血管本体および該人工血管本体の螺旋状補強部が共に弾性を有することを特徴とする人工血管。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、新規な人工血管に関するものである。詳しく述べると本発明は、特に、弾性を保持し、かつ耐つぶれ性および耐性減（キンク）性を有してなる人工血管に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 現在、人工血管として米国ゴア社製の延伸ポリテトラフルオロエチレンからなるゴアテックス(Gore Tex)や、シーアールバード(C.R. Bard)社製のポリエステルからなるソバージ(Sauvage)などが臨床に用いられている。

【0003】 しかし、これらの人工血管は弾性に乏しく硬いため生体血管と縫合しにくい等の欠点を有し、コンプライアンスが生体血管と大きく異なるため内径6mm以下の小口径の人工血管では体内に埋込んだ後に吻合部肥厚などの原因となることが報告されている(Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs, 35:556-(1989))。

【0004】 また、ポリエステル製などの弾性に乏しい人工血管では、該人工血管がひしゃげるようなキンキングを生じる欠点を有しており、これに対して屈曲および押圧への耐性付与を目的として、蛇腹加工（クリンプ付与）がおこなわれている。しかしながら、こうした蛇腹加工では、抗血栓性の発現に必要な人工血管内面（血流面）の滑らかさおよび平坦さを犠牲にしなければならない等の問題を有している。

【0005】 こうした問題を解決する方法として、上記ポリエステル製のソバージにおいては、人工血管に蛇腹加工（クリンプ付与）を行うことなく、該人工血管の外周部をポリプロピレン製のフィラメントで補強したのももあり、これにより屈曲および押圧への耐性および抗血栓性は向上する。しかしながら、補強材が弾性に欠けるため、コンプライアンスの低下など、物性面での欠点を生じるほか、縫合の際に針通性の困難な該フィラメント部分を避けて縫合しなければならない等の操作上の欠点を有しているものである。

【0006】 このように、生体血管の弾性に近似した材料よりなる人工血管が望まれているにも拘らず、人工血管にこうした弾性を持たせようとすると、外圧によるつぶれや、折れの問題が生じ、他方、硬い補強材を使った場合、ソバージ等に見られるように物性面や操作性に問題が生じるなど、今日なお、十分な生体血管の弾性に近似する人工血管は得られていないのが現状である。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】 従って、本発明は新規

な人工血管を提供することを目的とするものである。

【0008】 本発明はまた、生体血管に類似した弾性を保持したまま、外圧によるつぶれや、折れがなく抗血栓性を有し、かつ吻合時の針通の際の操作を容易にすることのできる人工血管を提供することを目的とするものである。

【0009】

【課題を解決しようとするための手段】 本発明者らは、生体血管に類似した人工血管に関して鋭意検討した結果、人工血管本体および該人工血管本体の螺旋状補強部に、共に生体血管に近似した弾性を付与することにより上記諸目的が達成されることを知り、この知見に基づいて本発明を完成するに至った。

【0010】 すなわち、本発明の目的は、（1）人工血管本体および該人工血管本体の螺旋状補強部が共に弾性を有することを特徴とする人工血管により達成される。

【0011】 また本発明の目的は、（2）人工血管本体の補強部の材質が、オレフィン系エラストマーである上記（1）に記載の人工血管により達成される。

【0012】 また本発明の目的は、（3）人工血管本体が、弾性材料よりなる繊維により織、編、組処理のいずれかまたはこれらの2つ以上を併用した構造を有する管状に構成されてなる上記（1）に記載の人工血管により達成される。

【0013】 また本発明の目的は、（4）弾性材料よりなる繊維が、ポリエステル系弾性繊維あるいはポリエステル系弾性体およびポリエチレンテレフタレートからなる複合繊維である上記（3）に記載の人工血管により達成される。

【0014】

【作用】 以下、本発明の人工血管本体および人工血管本体の補強部を実施態様に基づき順次詳細に説明する。

【0015】 まずはじめに、本発明に用いられる人工血管本体は、弾性材料を用いて構成されていればよく、該弾性材料の物性特性により生体血管に類似した物性（柔軟性、弾性）が得られ、血管移植にあたって容易に縫合でき、さらに従来の人工血管と生体血管とのコンプライアンスミスマッチによりもたらされていた生体血管との吻合部の損傷も軽減でき、生体にとって馴染みやすい物性を持った人工血管本体とすることができる。さらに、この物性特性により通常のポリエステル繊維などによる布製の人工血管に必要なとされるクリンプ加工を行う必要がなく、血液の流れる内腔面を滑らかで平坦にでき、さらに血液の流れが均一に保持でき、抗血栓性も向上できる。

【0016】 まず、本発明の人工血管本体に用いられる弾性材料の材質は、特に限定されるものでなく、例えば、エチレン-プロピレン共重合体、ポリウレタン、ニトリルゴム、塩素化ポリイソブレン、アクリルゴム、ブチルゴムまたはハロゲン化ブチルゴム等のゴム材、エチ

レン酢酸ビニル系エラストマー、ブタジエン系エラストマー、アミド系エラストマー、エステル系エラストマー、ウレタン系エラストマー、 α -オレフィン系エラストマーまたはスチレン系エラストマー等のゴム弾性体等が挙げられる。

【0017】こうした弾性材料は、人工血管本体の形成に適当な素材形状として、例えば、モノフィラメント繊維または複合繊維等の繊維素材に形成加工されてなるものがある。なお、ここで、複合繊維とは、性質の異なる2種類以上のポリマーをそれぞれの吐出量を独立的に制御しながら同一の口金で複合し、同時に紡糸した繊維であり、コンジュゲートファイバーともいう。

【0018】該繊維は、弾性回復性の改良を目的に繊維化を行ったものが好ましく、必要に応じて繊維を形成後に潜在撓縮性を付与させたものが人工血管本体の管状構造の安定化のためにより好ましいものである。該弾性回復性の改良を達成してなる本発明の繊維の弾性は、具体的には伸長弾性回復率が90%以下となるための伸長率が2%以上、より望ましくは、5%以上である。

【0019】また、該繊維は嵩高処理が行われることが望ましく、該嵩高処理としては、例えば(1)加熱-熱固定-解熱、(2)仮燃り法、(3)押込み法、(4)擦過法、(5)空気噴射法、(6)賦形法などの方法が挙げられる。

【0020】さらに、該繊維の太さは、通常10~100デニール、好ましくは20~50デニール、さらに好ましくは約30デニールである。該繊維の太さが100デニールを越える場合には、繊維の弾性が著しく失われるため好ましくない。逆に該繊維の太さが10デニール未満の場合には、高弾性を有する反面、強度的に不十分となり好ましくない。

【0021】こうした弾性材料としては、少なくとも1成分が弾性材料よりなる複合繊維として形成加工されたものが好ましいものである。

【0022】該複合繊維は、紡糸の際の各成分の複合のしかたにより、種々の形態に加工できるものであり、例えば、図1に示すような複合形態に紡糸加工できるものであるが、もちろん、ここに図示したものに何ら限られるものでない。図1(a)接合型：複合繊維1はポリエチレンテレフタレート2とポリステル系弾性体3との2成分が張り合わされた状態で接合したもの。図1(b)芯鞘型：複合繊維1は1成分(ポリエチレンテレフタレート2)を芯として他成分(ポリステル系弾性体3)がこれを取り囲んだもの。図1(c)多芯鞘型：複合繊維1は1成分(ポリエチレンテレフタレート2)を多数の芯層として形成し、他成分(ポリステル系弾性体3)がこれらの芯成分の全部あるいは大多数を取り囲んだもの。図1(d)多層接合型：複合繊維1はポリエチレンテレフタレート2とポリステル系弾性体3との2成分が交互に接合された形式で多層を形成したものの。図1

(e)軸方向複合型：複合繊維1はポリエチレンテレフタレート2とポリステル系弾性体3が繊維軸方向で交互に積層配置された状態で接合したもの。

【0023】こうした複合状態として弾性、弾性回復性の保持および撓縮発現には、図1(a)の接合型が特に優れている。

【0024】さらにより好ましい該繊維としては、生体内における安定性に優れたポリエステル系繊維を含有してなるポリエチレンテレフタレートとポリエステル系弾性体より構成されてなる複合繊維であり、その形態などは、特に限定されず、上記図1に示すようなものを適当に用いることができる。

【0025】ポリエステル系弾性体としては、ポリブチレンテレフタレート、ポリエステル-ポリエーテルブロック共重合体、あるいはポリエステル-ポリエステル共重合体などが挙げられる。さらにポリエステル-ポリエーテルブロック共重合体系弾性体としては、ハードセグメントがポリエチレンテレフタレート、ポリエチレンテレフタレート/イソフタレート、ポリ(1,4-シクロヘキサジメチレンテレフタレート)などの芳香族ポリエステル、ソフトセグメントがポリエチレングリコールなどの脂肪族ポリエーテルよりなるものがあり、具体的には例えばペルブレン-Pタイプ[Pelprene-P-type]

(東洋紡績社製)、Arnitel E,P (Akzo社製)などが挙げられる。またポリエステル-ポリエステル共重合体系弾性体としては、ハードセグメントがポリエチレンテレフタレート、ポリエチレンテレフタレート/イソフタレート、ポリ(1,4-シクロヘキサジメチレンテレフタレート)などの芳香族ポリエステル、ソフトセグメントがエチレンセバケートなどの脂肪族ポリエステルからなるものがあり、具体的には例えばペルブレン-Pタイプ[Pelprene-P-type] (東洋紡績社製)などが挙げられる。

【0026】さらに、該ポリエチレンテレフタレートと該ポリエステル系弾性体の複合比率は、任意に選定し得るが、一般に20:80~80:20、好ましくは40:60~60:40(重量比)の範囲がである。ポリエチレンテレフタレートの割合が多くなりすぎると、形体安定性に優れるが、弾性力に欠けるようになる。また両者のバランスが崩れると潜在撓縮性の発現を損なう恐れがあり好ましくない。

【0027】次に、本発明の人工血管本体の構造としては、例えば、上述の繊維を用いて織、編、組処理のいずれかまたはこれらの2つ以上を併用する構造などが挙げられる。これら管状の布はく構造としてより詳しくは、例えば、たて編、よこ編、三軸編、袋織り、組紐などが例示できるが、特にこれらに何ら限定されるものではない。

【0028】このようにして得られる本発明の人工血管本体は、好ましくはその内部及び外部表面に微細な撓縮

形状が無数に形成されており、かつ生体血管に近似した伸縮性を有しているものである。こうした微細な撓縮形状は、たとえば、繊維を織、編または組処理に先立ちエアージェット交絡にて付与することができるものである。その微細な撓縮形状が形成されてなる人工血管本体の伸縮性としては、代表的には150mmHgの内圧を負荷したときの径方向の伸び率が2~15%、より好ましくは5~15%、軸方向の伸び率が2~20%、より好ましくは5~15%であるという条件を満たすものである。本発明の人工血管本体が、上記したような伸び率を有するものであると、生体に移植された際、生体血管の拍動に対する追従性が良好となるので、優れた抗血栓性を発揮することができるため好ましいものである。

【0029】また本発明の人工血管本体の管径は、使用される部位、種類に応じて内径が3~30mm程度の幅広い範囲において任意に設定することができる。特に本発明の人工血管本体の場合、その開存性が極めて良好なものであるために、例えば管内径3~6mm程度の小口径のものであっても十分に対応できるものである。

【0030】続いて、本発明に用いられる弾性材料により構成される人工血管本体の補強部に関して以下に詳述するものであるが、該人工血管の補強部は、人工血管本体の外周面に取り付けられる人工血管の補強材であって、その形状等は特に限定されるものでなく適宜決定されてなるものである。

【0031】この弾性材料の引張弾性係数は、0.5~20kgf/mm²の範囲が望ましく、特に1~10kgf/mm²の範囲が望ましい。

【0032】補強用弾性材料としては、 α -オレフィン系エラストマー（エチレン・ α -オレフィン共重合体、プロピレン・ α -オレフィン共重合体など）以外でも、弾性を有し、かつ生体適合性を有した材料ならば、特に材料を限定するものではない。例えば、ポリウレタン系エラストマー、エチレン酢酸ビニル系エラストマー、ポリ塩化ビニル系エラストマー、ポリエステル系エラストマー、ポリオレフィン系エラストマー、ポリエーテル系エラストマー、ポリアミド系エラストマー、塩素化ポリエチレン系エラストマー、ポリブタジエン系エラストマー等もしくはそれらの共重合体を用いることができる。

【0033】しかしながら、本発明において用いられる弾性材料は、もちろん上記に例示したものに何ら限定されるものではない。

【0034】次に、人工血管本体の補強部が人工血管本体の外周面に取り付けられた際の形状は、螺旋形状が望ましい。この場合、取り付け人工血管本体に耐キンク性を付与できると共に、コンプライアンスの低下が少なく、外圧変化および内圧変化に対する良好な追従性を発揮できるものである。

【0035】また人工血管本体の補強部の該線材料の軸

形状、あるいは円形状に突起等の凹凸を設けたもの等を用いることができ、特に限定されるものでないが、好ましくは、血管に対し刺激を与えないように、丸みを帯びていることが好ましい。

【0036】さらに人工血管本体の補強部のフィラメント等の線材料の外径（ここでは線材料の軸直角断面形状が円形状のものを代表として記すが、他の形状のものもほぼ同様の大きさである）は、人工血管本体の材質、物性、外径の大きさあるいはその使用部位（肘や膝などの屈曲の著しい部位であるか否か）等により任意に選択されるものであるが、通常、0.1~2mm、好ましくは、0.4~1.5mm、より好ましくは、0.5~1.0mmである。

【0037】次に、人工血管本体の補強部の使用態様としては、人工血管本体の外周面の全体にわたり取り付けられてなるものである。

【0038】螺旋形状の場合、補強範囲全体にわたり始端から終端まで連続した1つの螺旋形状部材を取り付けるものである。この場合の螺旋ピッチに付いても、特に限定されるものでなく、通常、0.5~100mm、好ましくは0.8~5mmであり、この範囲内であれば、該ピッチは全てが同じピッチ間隔である必要はなく、必要に応じて、肘や膝などの屈曲の著しい部位ほど狭くなるように形成されていても良い。

【0039】次に、該補強部の形成および人工血管本体の外周面への固着方法について説明する。

【0040】まず、1つの方法として、該補強部の形成方法としては、例えば、金属棒を回転させながら、その外周面上に上記弾性材料を線状に吐出させまたは射出成形等を用いて、螺旋状やリング状等に形成する方法等が挙げられる。

【0041】続いて、こうして得られた補強部材料を人工血管本体の外周面に接着、溶着等の方法により固着する。該固着方法としては、該補強部材料が、例えば、ポリオレフィン系熱可塑性エラストマーを使用した場合には、取り付けられる人工血管本体の外径より若干小さい内径に形成したものを、強制的に人工血管本体の外径より若干大きくなるまで拡張して、熱収縮性を有する補強材とし、この補強材に人工血管本体を挿入した後、加熱して補強材を収縮させて人工血管本体に嵌着させる方法、補強材の人工血管本体と接触する部分あるいはその一部分を溶融させ、人工血管本体に融着する方法、補強材の形成に使用した材料を有機溶媒に溶解させた液または補強材および人工血管本体の形成材料の双方と接着性を有する液体を人工血管本体に取り付けた補強材の上から塗布あるいは噴霧して固着する方法等が挙げられる。

【0042】他の方法としては、弾性材料をまず直線状の線材料に形成し、この線材料を人工血管本体に巻き付けて、融着あるいは接着性液体などを用いることにより固着する方法がある。

【0043】さらに他の方法としては、熔融状態の補強部の形成材料を回転させた状態の人工血管本体の外表面に直接かつ間欠的に吐出して、人工血管本体の外表面に補強部の形成と固着を同時に行なう方法などが挙げられる。

【0044】こうした固着方法では、該補強部の内周面全体を人工血管本体の外周面に固着させるものだけでなく、部分的に固着してなるものであっても良い。

【0045】また、本発明の人工血管は、滅菌処理後直接体内に入れ、体内で細胞・組織が付着することにより使用することも、あるいは、滅菌処理後に *in vitro* で、宿主血管より予め無菌的に採取された宿主生体血管壁細胞を播種し、その管壁の表面を機能のおよび構造的な面から生体血管に模倣して再構築し、それを移植する方法により使用することも可能であり、また必要に応じて使用に先立ち、従来公知の各種表面処理、例えば抗血栓性付与のためのヘパリン処理などをおこなうことが可能である。

【0046】

【実施例】以下、本発明を実施例によりさらに具体的に説明するが、本発明は以下の実施例に何ら限定されるものではない。

【0047】比較例1

複合繊維の1成分としてポリエチレンテレフタレート、もう一方の成分としてポリエステル系弾性体ポリブチレンテレフタレートを用いて、それぞれ単独に押出機により熔融した後、290℃に設定されたノズルブロックへ流入させ、公知の背腹構造の接合型複合繊維用ノズルを用い、直径0.5mm、24ホールの口金からノズル当たり20g/分で押し出し1000m/分で巻き取った。

【0048】ポリエチレンテレフタレートとポリブチレンテレフタレートとの複合比率は50:50(重量比)であった。

【0049】延伸は80℃のホットプレート、及び120℃のホットプレートの間で延伸倍率1.8倍でおこなった。次に公知の技術に従い、200℃、撚り回数2500T/Mで嵩高加工をおこなった。

【0050】得られた複合繊維系を使用し、30ゲージダブルラッセル機により管状の布はくを作製した。組織は逆ハーフ組織でおこなった。

【0051】次に、裏返した後、ソーダ灰2g/リットル、トリポリリン酸ソーダ2g/リットル、非イオン界面活性剤2g/リットルの浴中、90℃で20分間精練処理をおこなった。この精練工程で不純物が除去されるとともに撚縮が発現した。

【0052】得られた内径4mmの人工血管本体の管内に、外径4mmのステンレス棒を通し、185℃で10分間ヒートセットした後、この血管のコンプライアンス、耐つぶれ性、耐キンク性を測定した。結果を表1に示す。表1に見られるように、耐つぶれ性、耐キンク性をほとんど有さないために、該人工血管本体だけを人工血管として使用するのには困難であった。

【0053】実施例1

本実施例に用いた人工血管の概略図を図2に示す。

【0054】図2に示すように、本実施例の人工血管11は比較例1で作製した人工血管本体12の外周面上に、人工血管本体の補強部13としてオレフィン系エラストマー(三井石油化学工業株式会社製 TAFMER A20090)よりなる外径0.5mmのフィラメントをピッチが1.5mmとなるように、螺旋状に連続して該人工血管本体12の全体にわたって巻いた後、外径4mmのステンレス棒(図示省略)を人工血管本体の管内に通し、185℃で10分間加熱することにより、該フィラメントを人工血管本体12に融着させて作製した。

【0055】この血管において、比較例1と同様の物性を測定した。その結果を表1に示す。比較例1に比べ耐つぶれ性および耐キンク性は格段に向上し、使用上問題のない値になった。コンプライアンスの極端な減少は認められなかった。

【0056】次に、エチレンオキサイドガス滅菌を行った後に、移植に先立ちイヌの血液を用いてブレクロッティングを行い、イヌ移植実験を実施し、生体拍動流による脈人工血管部の連続的な径変化および血管吻合術における操作性について調べた。径変化の測定には超音波血流測定装置(林電気株式会社製 QFM-1100)を用いた。その結果を図3(A)に示すが、生理状態に近似した拍動波が得られていることが確認できた。また補強部が柔らかいために、針通しのじゃまにならず、容易に吻合が行なえ、手術時間の短縮および手術侵襲の軽減が可能となった。

【0057】比較例2

人工血管本体の補強部としてオレフィン系エラストマーの代わりにポリプロピレンフィラメントを用いた以外は、実施例1と同様にして人工血管を作製した。

【0058】この血管において、比較例1と同様の物性を測定した。その結果を表1に示す。耐つぶれ性は良好で、耐キンク性も問題なかったが、実施例1と比較してコンプライアンスが著しく減少した。

【0059】

【表1】

	人工血管本体 の補強部素材	耐つぶれ 強度 ¹⁾ (g/cm)	コンプラ イアンス (%/mmHg) ²⁾	キンクの 生じる半径 (cm)
比較例1	無し	15	0.13	5.9
実施例1	弾性素材 (オレフィン系エラストマーフィラメント)	145	0.12	2.3
比較例2	非弾性素材 (ポリプロピレンフィラメント)	5050	0.09	1.2

注1) 耐つぶれ強度: 2枚の平面の間で人工血管を押しつぶし、その平面間距離が血管外径の80%となった時点で、応力を測定した。この値を血管長で割って、単位長さ当りの耐つぶれ強度として算出した。

注2) コンプライアンス: 150mmHgにおける体積変化率をそのときの体積で割って、コンプライアンスを求めた。

式で表すと、 $C = \Delta V / \Delta P / V$ 、

C: コンプライアンス、V: 体積、P: 圧力となる。

【0060】また、実施例1と同様にイヌ移植実験を実施し、人工血管部の連続的な径変化および血管吻合術における操作性について調べたところ、図3(B)に見られるように最高血圧112mmHgにおいても拍動波は全く認められず、非生理的な挙動を示した。また、補強部が硬いため、吻合操作が非常に困難であった。

【0061】以上のことから、比較例2で用いた人工血管(現在多く市販されているもの)では、ポリプロピレンフィラメントによる補強を施すことで、優れた耐つぶれ性が得られるが、実施例1のような弾性材料により補強した場合、つぶれた時でも復元性が得られ、極端に高い耐つぶれ強度を必要としないことが分かった。

【0062】また、拍動波を比較しても分かるように、比較例2に見られるような、ポリプロピレン等の硬い素材で補強した人工血管では、拍動波が認められず、人工血管内部の血液の流れは非生理的になっていることが分かる。これに対して実施例1のような弾性材料で補強すると、拍動波が得られ生理状態に近づけることができることも分かった。

【0063】さらに、実施例1の弾性材料よりなる補強材は、柔らかい素材であるため、針通しが容易となり操作性は格段に向上することも確認できた。

【0064】

【発明の効果】以上、詳述したように、本発明の人工血管本体およびその補強部を共に弾性材料により作製することにより、耐つぶれ性、耐キンク性、コンプライア

スおよび操作性の優れた人工血管とすることができる。

【0065】さらに該人工血管本体およびその補強部は、共に弾性を有しているために、生体血管に類似した柔軟性および弾性を持っているので、血管移植にあたって也容易に縫合でき、さらに従来の人工血管の剛性によりもたらされていた生体血管の損傷も軽減でき、生体にとってなじみやすい物性を持った人工血管とすることができる。さらに、この物性特性により、通常の布製の人工血管に必要とされるクリンプ加工を行なうことなく、血液の流れる内腔面を滑らかにでき、抗血栓性の必要とされる小口径の人工血管本体が作製できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の人工血管本体を構成する少なくとも1成分が弾性材料よりなる複合繊維の断面概略図である。

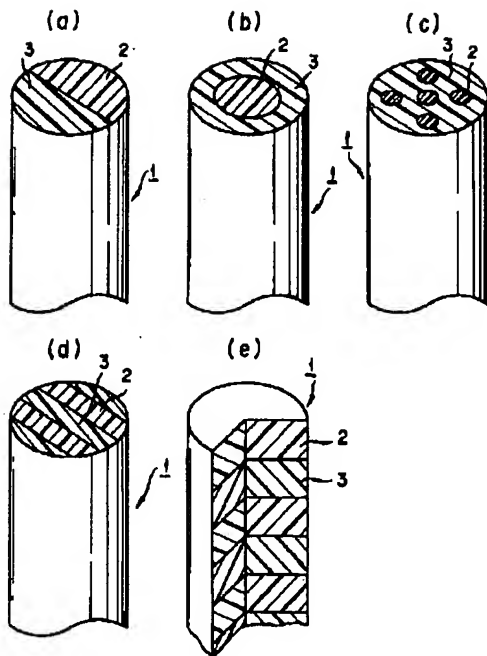
【図2】本発明の実施例に用いた人工血管の一実施態様を示す概略図である。

【図3】本発明の実施例における人工血管部の連続的な径変化および血液の流速を示すグラフである。

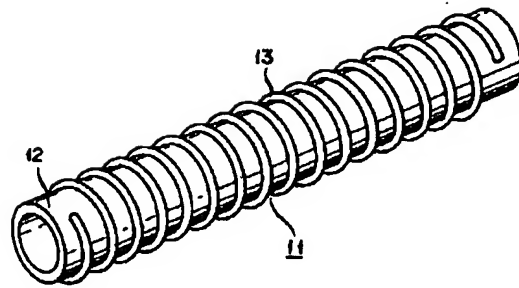
【符号の説明】

- 1…複合繊維
- 2…ポリエチレンテレフタレート
- 3…ポリステル系弾性体
- 11…人工血管
- 12…人工血管本体
- 13…人工血管本体の補強部

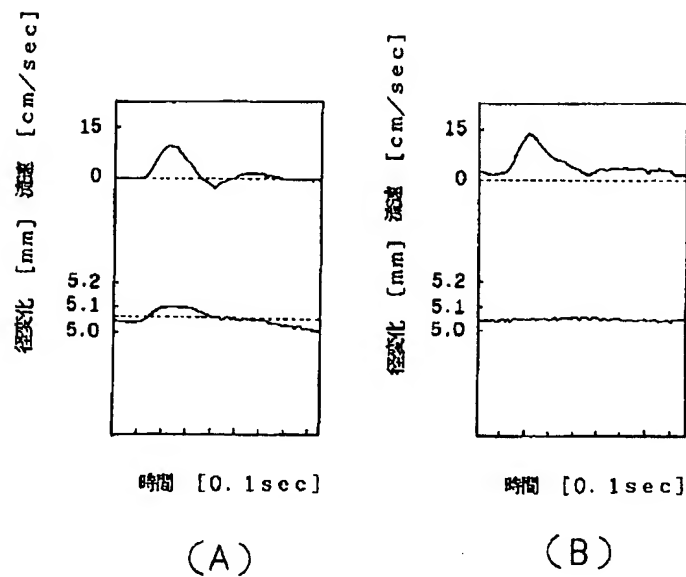
【図1】



【図2】



【図3】



フロントページの続き

(72)発明者 高橋 誠
神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地
テルモ株式会社内

(72)発明者 江崎 祐造
神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地
テルモ株式会社内